



Bescheinigung

10978 U.S. PRO
09/920690
08/02/01

2/Privat
Papier
G. Stenly
1-23-02

Die Novartis AG in Basel/Schweiz hat eine Gebrauchsmusteranmeldung unter der Bezeichnung

"Linsenmesseinrichtung"

am 2. Februar 1999 beim Deutschen Patent- und Markenamt eingereicht.

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Gebrauchsmusteranmeldung.

Die Anmeldung hat im Deutschen Patent- und Markenamt vorläufig die Symbole G 01 M und G 02 C der Internationalen Patentklassifikation erhalten.

**CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT**

München, den 23. November 1999

Deutsches Patent- und Markenamt

Der Präsident

Im Auftrag

Aktenzeichen: 299 01 791.5

Wehner

Linsenmesseinrichtung

Die Erfindung bezieht sich auf eine Linsenmesseinrichtung zur Qualitätskontrolle von ophthalmischen Linsen, insbesondere zur Qualitätskontrolle von Kontaktlinsen.

Es sind verschiedene Arten von Linsenmesseinrichtungen zur Qualitätskontrolle von ophthalmischen Linsen vorgeschlagen worden, welche optische Fehler von ophthalmischen Linsen erkennen. Insbesondere bei einem automatischen Linsenfertigungsverfahren ist es erforderlich, die Linsen noch einer statistischen Endkontrolle zu unterziehen, da Risse und andere inhomogene Oberflächenfehler der Linse mittels einer in der Fertigung integrierten automatischen Bilderkennung nur schwer zu erfassen sind.

So ist es bekannt, einen Shadowgraphen zur Untersuchung von ophthalmischen Linsen einzusetzen. Ein Shadowgraph benutzt die Schattenmethode, mit der Risse und Schlieren sichtbar gemacht werden können. Eine möglichst punktförmige Lichtquelle leuchtet einen Projektionsschirm direkt aus, wenn die Lichtquelle nur vollkommen homogene Medien durchstrahlt. Bei der Lichtquelle handelt es sich im allgemeinen um eine Glühlampe oder eine Entladungslampe. Darüber hinaus ist es auch bekannt, Halogenlampen einzusetzen. Bringt man aber zwischen Lichtquelle und Schirm eine Inhomogenität, z.B. einen aufsteigenden warmen Luftstrom, so erkennt man deutlich sein Schattenbild auf dem Schirm. Denn die warmen Gase haben eine kleinere Brechzahl als die normale umgebende Luft, und beide Gasmassen vermischen sich unregelmässig. Es resultiert also eine Störung des regulären Strahlenganges, der sich durch unregelmässig wechselnde Helligkeit auf dem Schirm äussert.

Beim Shadowgraphen befindet sich zwischen Lichtquelle und Schirm ein transparentes Gefäss zur Aufnahme der zu untersuchenden Linse. Soll eine weiche Kontaktlinse untersucht werden, so wird dieses Gefäss mit einer Flüssigkeit gefüllt, vorzugsweise einer physiologischen Kochsalzlösung. Die Flüssigkeit hält die Kontaktlinse in einem geschwollenen Zustand. Um eine Vergrösserung des zu untersuchenden Objekts zu erreichen, ist im Strahlengang zwischen dem Aufnahmegefäss und dem Projektionsschirm eine Objektlinse vorgesehen. Zwischen der Lichtquelle und dem Objekt ist ein Kondensor vorgesehen, der das von der Lichtquelle ausgehende Licht in einem möglichst grossen Winkel erfasst und so lenkt, dass es ohne grosse Verluste und weitgehend homogen das

zu untersuchende Objekt durchsetzt. Das Behältnis mit der zu untersuchenden Linse ist in Richtung der optischen Achse verfahrbar, so dass eine scharfe Abbildung der einzelnen Abschnitte der gekrümmten Linse auf dem Bildschirm ermöglicht ist. Darüber hinaus ist das Gefäß selbst noch schalenförmig ausgebildet, so dass es im gefüllten Zustand eine Linsenwirkung hat.

Bei einem automatischen Linsenherstellungsverfahren wurde die optische Endkontrolle der Linsen bisher manuell durchgeführt, wobei nur eine statistische Auswahl von Linsen einer Endkontrolle unterzogen wurde. Dies ist jedoch sehr zeitaufwendig und arbeitsintensiv. Darüber hinaus ist die manuelle Kontrolle fehleranfällig, da es vom einzelnen Operateur abhängt, welche Fehler er erkennt und welche nicht. Neben der Fehlererkennung wird bei der statistischen manuellen Endkontrolle der Kontaktlinsen auch der Linsendurchmesser bestimmt. Hierzu wird die Kontaktlinse in ein anderes Gefäß, das mit einer entsprechenden Messskala ausgestattet ist, umgelagert, was jedoch sehr umständlich und zeitintensiv ist.

Die Erfindung befasst sich mit dem Problem, eine Linsenmesseinrichtung zur Verfügung zu stellen, mit der eine Automatisierung der optischen Endkontrolle von ophthalmischen Linsen, insbesondere Kontaktlinsen ermöglicht ist. Darüber hinaus soll auch die Bestimmung des Linsendurchmessers der Linsen vereinfacht werden.

Die Erfindung löst diese Aufgabe mit den in Anspruch 1 angegebenen Merkmalen. Hinsichtlich weiterer wesentlicher Ausgestaltungen wird auf die abhängigen Ansprüche verwiesen.

Durch die Verwendung einer Lichtquelle zum Emittieren eines Lichtbündels mit einer vorbestimmten Wellenlänge und die Ersetzung der Objektivlinse und des Projektionsbildschirmes durch eine CCD-Kamera ist es möglich, die Bilderfassung und Kontrolle von ophthalmischen Linsen zu automatisieren. Die von der CCD-Kamera digital aufgenommenen Bilder werden in einen Computer eingespeist und sind damit einer rechnergestützten Bildverarbeitung und Dokumentation zugänglich. Die Bilder verschiedener Linsen können miteinander verglichen werden, so dass eine statistische Fehleranalyse ermöglicht ist. Darüber hinaus kann bei einer automatischen Bildererkennung und -verarbeitung die Bestimmung des Durchmessers direkt am Bildschirm erfolgen, ohne dass eine Umlagerung erforderlich ist.

Weitere Einzelheiten und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung und der Zeichnung. In der Zeichnung zeigt

Fig. 1 eine schematische Darstellung eines Ausführungsbeispiels einer Linsenmesseinrichtung gemäss der Erfindung.

In Fig. 1 ist eine Linsenmesseinrichtung 1 dargestellt. Die Linsenmesseinrichtung umfasst ein transparentes Gefäss 2, das mit einer Flüssigkeit gefüllt ist. Bei der Flüssigkeit handelt es sich vorzugsweise um destilliertes Wasser oder eine physiologische Kochsalzlösung. Zur Untersuchung wird eine zu prüfende ophthalmische Linse, vorzugsweise eine Kontaktlinse 3 zweckmässigerweise mittels einer Pinzette in das Gefäss 2 gelegt, wobei die frontale Fläche der Kontaktlinse dem Boden 4 des Gefässes 2 zugewandt ist. Das Gefäss 2 ist vorzugsweise konkav gekrümmt ausgebildet, so dass es im gefüllten Zustand eine Linsenwirkung hat. Darüber hinaus ist das Gefäss 2 in einer Halterung gelagert, die gegenüber der optischen Achse 20 verschiebbar ist. Zur Beleuchtung der Kontaktlinse 3 ist eine lichtemittierende Diode (LED) 5 vorgesehen, wobei vorzugsweise eine IR-Diode 5 mit einer Wellenlänge von $\lambda = 880 \text{ nm}$ eingesetzt wird. Es können jedoch im Rahmen der Erfindung auch Dioden mit anderen Wellenlängen verwendet werden. Das Licht der IR-Diode 5 wird mittels eines Spiegels 6 umgelenkt und auf eine Kondensorlinse 7 geleitet, die das Licht bündelt, so dass es möglichst homogen und parallel das Gefäss 2 durchsetzt. Es ist auch möglich, auf die Umlenkung des Lichtes durch einen Spiegel 6 zu verzichten, allerdings ist bei einer Anordnung der Diode 5 direkt unter dem mit einer Flüssigkeit gefüllten Gefäss 2 die Gefahr gegeben, dass beim Befüllen des Gefässes 2 Tropfen der Flüssigkeit auf die Diode 5 fallen können. Die beleuchtete Kontaktlinse 3 wird von einer CCD-Kamera 8 aufgenommen, die das Bild der Kontaktlinse 3 an einen Computer 9 weiterleitet, wo es mittels eines Monitors 10 beobachtbar ist und mit Mitteln der rechnergestützten Bildverarbeitung ausgewertet werden kann. Bei den Fehlern kann es sich um Lunker, Risse, Einschlüsse, Verschmutzungen, Randausbrüche und dgl. handeln, die mittels einer automatischen Bildanalyse erkannt werden können. Neben diesen Fehlern kann aber auch der Durchmesser der Kontaktlinse mittels entsprechender Software automatisch bestimmt werden. Die Bilder verschiedener Linsen können des weiteren gespeichert werden, so dass statistische Aussagen über das Auftreten verschiedener Fehlertypen getroffen werden können.

Die üblicherweise bei einer Linsenmesseinrichtung verwendeten Halogen- oder Wolframeinfadenlampen senden ein Spektrum von Wellenlängen aus. Eine Linse hat jedoch die Eigenschaft, eine Brechzahl zu besitzen, die sich mit der Wellenlänge des Lichtes ändert, was als Dispersion oder Streuung bezeichnet wird. Daher wird das Bild eines zu untersuchenden Objekts durch die Wellenlänge beeinflusst, mit der es beobachtet wird. Werden mehrere Wellenlängen verwendet, so entstehen Bilder des Objektes, die an etwas unterschiedlichen Orten abgebildet werden, so dass sich insgesamt die Auflösung des Bildes des zu untersuchenden Objektes verschlechtert. Durch Verwendung eines Beleuchtungslichtbündels, das eine bestimmte Wellenlänge hat, kann daher die Auflösung der Abbildung der zu untersuchenden Kontaktlinse erhöht werden, so dass Strukturen, die mit einer konventionellen Beleuchtung nicht erkannt werden können, sichtbar werden. Die erhöhte Auflösung, mit der das Bild der Kontaktlinse durch Verwendung einer monochromatischen Lichtquelle abgebildet wird, ermöglicht die Verwendung einer CCD-Kamera, die wiederum eine rechnergestützte Bildverarbeitung erlaubt. Weist die Abbildung dagegen nur eine relativ schlechte Auflösung auf, ist die Verwendung einer CCD-Kamera erschwert.

Üblicherweise ist eine CCD-Kamera an ihrem Eingangsbereich mit einem IR-Filter versehen, der das einfallende infrarote Licht ausblendet. Da jedoch die verwendete IR-Diode infrarotes Licht aussendet, wird vorzugsweise dieser Filter entfernt und zweckmässigerweise durch einen Kantenfilter 11 ersetzt, der das sichtbare Licht ausblendet, so dass Abbildungsfehler durch Streulicht vermieden werden. Darüber hinaus können zweckmässigerweise Graufilter 12 eingesetzt werden, die eine Lichtreduktion des einfallenden Lichtbündels ermöglichen. Des weiteren kann jedoch die Lichtintensität der Diode 5 selbst auch gesteuert werden.

Die verwendete CCD-Kamera weist zweckmässigerweise 768 x 574 Pixel auf. Es kann aber vorteilhafterweise auch vorgesehen sein, eine hochauflösende CCD-Kamera mit einer Pixelanzahl von beispielsweise 1000 x 1000 oder auch 4000 x 4000 zu verwenden, um noch weitere Strukturen auflösen zu können. Insbesondere kann durch die Verwendung einer hochauflösenden Kamera ein grösserer Bildausschnitt mit einer sehr hohen Auflösung beobachtet werden.

Des weiteren kann vorteilhafterweise die CCD-Kamera auf einem x-y-z-Schlitten 13 befestigt sein, der zweckmässigerweise mit Schrittmotoren 14 angetrieben wird, so dass eine rechnergestützte Ansteuerung des Schlittens 13 ermöglicht ist. Durch Eingabe entsprechender x-y-Koordinaten kann somit die CCD-Kamera 5 Bereiche der Kontaktlinse 3 anfahren, die näher untersucht werden sollen. Eine Verstellung in z-Richtung bietet eine zusätzliche Fokussierungsmöglichkeit des Bildes der Kontaktlinse.

Insgesamt ist durch die Erfindung die Möglichkeit gegeben, die statische Endkontrolle von Kontaktlinsen nach Oberflächenfehlern zu automatisieren und einer rechnergestützten Bildverarbeitung zuzuführen. Vor allem für in grossen Stückzahlen hergestellte Kontaktlinsen (Eintageslinsen) ist eine solche automatisierte Endkontrolle von Vorteil.

Ansprüche

1. Linsenmesseinrichtung zur optischen Kontrolle von ophthalmischen Linsen, vorzugsweise Kontaktlinsen, mit einem Gefäß (2) zur Aufnahme einer zu untersuchenden Linse, einer Beleuchtungseinrichtung mit zumindest einer Lichtquelle (5), die ein Lichtbündel aussendet, und einem Kondensor (7) zur Beleuchtung der Linse und einer Bildaufnahmeeinrichtung zur Aufnahme des Bildes der Linse, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Lichtbündel der Lichtquelle (5) eine vorbestimmte Wellenlänge hat und dass als Bildaufnahmeeinrichtung eine CCD-Kamera (8) vorgesehen ist.
2. Linsenmesseinrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (5) eine Wellenlänge im Bereich von $\lambda = 600 - 1000 \text{ nm}$ aufweist.
3. Linsenmesseinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass als Lichtquelle (5) eine lichtemittierende Diode (LED) vorgesehen ist.
4. Linsenmesseinrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass als Lichtquelle (5) eine IR-Diode vorgesehen ist.
5. Linsenmesseinrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die IR-Diode eine Wellenlänge von $\lambda = 880 \text{ nm}$ aufweist.
6. Linsenmesseinrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass ein Kantenfilter (11) vor der CCD-Kamera (8) vorgesehen ist.
7. Linsenmesseinrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass eine hochauflösende CCD-Kamera (8) verwendet wird.
8. Linsenmesseinrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die CCD-Kamera (8) mittels eines x-y-Schlittens (13) verfahrbar ist.
9. Linsenmesseinrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die CCD-Kamera (8) mittels eines x-y-z-Schlittens (13) verfahrbar ist.

10. Linsenmesseinrichtung nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Schlitten (13) mittels Schrittmotoren (14) ansteuerbar ist.

11. Linsenmesseinrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die CCD-Kamera (8) mit einem Computer (9) verbunden ist, wobei das von der CCD-Kamera (8) aufgenommene Bild der Linse (3) im Computer (9) speicherbar ist und eine Prüfung der Linse (3) mittels einer automatischen, softwaregestützten Bildanalyse durchführbar ist.

Zusammenfassung

Die Erfindung stellt eine Linsenmesseinrichtung zur Verfügung mit der eine Automatisierung der optischen Endkontrolle von ophthalmischen Linsen, insbesondere von Kontaktlinsen ermöglicht ist. Die Linsenmesseinrichtung umfasst hierzu ein Gefäß zur Aufnahme einer zu untersuchenden Linse, eine Beleuchtungseinrichtung mit zumindest einer Lichtquelle und einem Kondensor zur Beleuchtung der Linse und eine Bildaufnahmeeinrichtung zur Aufnahme des Bildes der Linse, wobei das Lichtbündel der Lichtquelle eine vorbestimmte Wellenlänge hat und als Bildaufnahmeeinrichtung eine CCD-Kamera vorgesehen ist.

(Fig.1)

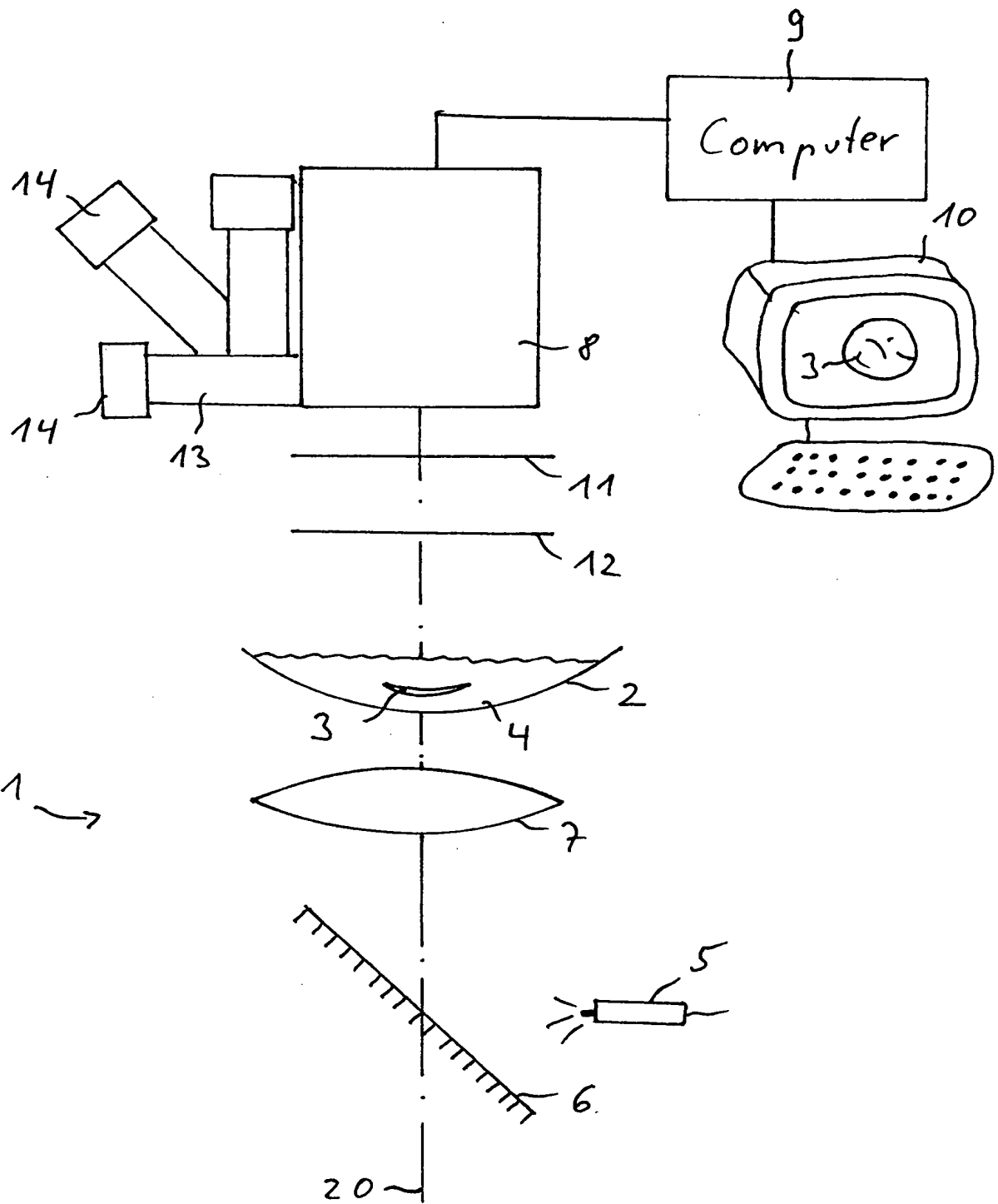


Fig. 1